



Espacenet

Bibliographic data: JP63203154 (A) — 1988-08-23

ARTIFICIAL TENDON

Inventor(s): ASAKURA ERIKO; IKENAGA HIDEO ±
Applicant(s): ASAHİ CHEMICAL IND ±
Classification: - **international:** **A61F2/08; D04B21/14;** (IPC1-7): A61F2/08; D04B21/14
 - **European:**
Application number: JP19870035817 19870220
Priority number (s): JP19870035817 19870220

Abstract not available for JP63203154 (A)

Last updated: 5.12.2011 Worldwide Database 5.7.31; 93p

(page 2, upper left column, line 1 to page. 3, upper left column, line 16)

(Problems to be Solved by the Invention)

The problem of the conventionally known artificial ligament is that upon insertion of the ligament into a hole formed in the bone during surgery, monofilaments of yarns constructing the ligament tend to break, or separation may occur between a plurality of tapes of woven material, and as a result, the inherent strength of the artificial ligament cannot be maintained in the living body after surgery. Alternatively, the artificial ligament may break due to forces such as bending and twisting applied during use in the living body.

On the other hand, the problem of an artificial ligament formed by bundling a plurality of yarns is lack of convergence of yarns forming the ligament and also monofilaments constructing the yarns, which results in breaking of the monofilaments due to forces such as bending and twisting applied during use in the living body.

The object of the present invention is to solve the problems of the conventionally known artificial ligament by providing an artificial ligament constructed such that the yarns or monofilaments forming the ligament are integrated, and having less possibility of breaking due to bending and twisting during use.

(Means for Solving the Problem)

The object of the present invention is achieved by an artificial ligament formed of a warp knit structure comprising two knitted bases knitted substantially parallel by two anterior-posterior needle arrays, a plurality of joining yarns joining the two knitted bases with each other, and insertion yarns inserted perpendicularly to the joining yarns in a surface parallel to the two knitted bases while intersecting with at least a part of the joining yarns.

The joining yarns may be different from, or the same as the yarns forming the two knitted bases. In case of the latter, the yarns forming the stitches of one knitted base extend toward the other knitted base as a joining yarn, and subsequently forming the stitches of the other knitted base.

Further, each of the two knitted bases is formed as a knitted base having a plurality of wales by supplying the yarns to a plurality of needle arrays. In this case, the knitted base is normally an integrally knitted base itself formed such that the yarns forming stitches of each wale are joined with the stitches of the adjacent wale. However, the two knitted bases of the warp knit structure used in the artificial ligament of the present invention can be constructed of a knitted base in which stitches are formed from an independent yarn for each wale and the stitches of each adjacent wale are not joined with the yarns forming the two knitted bases. This is because in the warp knit structure of the present invention, since the joining yarns joining the two knitted bases are restrained by the insertion yarns inserted in an intersecting manner, the two knitted bases are finally restrained integrally as the warp knit structure as a whole, even if the stitches for each wale of the two knitted bases are independent of each other.

The warp knit structure used in the artificial ligament of the present invention is constructed by the yarns forming the two knitted bases restrained with each other by being joined or intersected; joining yarns; and insertion yarns as stated above. Therefore, an integral body is formed from the whole yarns constructing the warp knit structure, and in addition, the yarns forming the structure are arranged uniformly in accordance with a predetermined program (knitting texture). Alternatively, if necessary, fiber density (yarn density) per unit-cross sectional area may be increased by properly selecting the knitting texture, which serves to enhance tensile strength per unit-cross sectional area. Furthermore, since the yarns constructing the structure are arranged in a joined or intersected condition pursuant to a predetermined program, it can deal with bending and twisting forces during use as a ligament as an integral body, resulting in less possibility of breaking of filaments or yarns constructing the structure.

The artificial ligament of the present invention has high rigidity since the yarns are intersected with each other to form an integral body. Therefore, it is easily penetrated into a hole formed in the bone. To further enhance rigidity, it is preferable that the inserting direction of the insertion yarns of the warp knit structure, namely, knitting direction of the warp knitting machine, is in the longitudinal direction of the artificial ligament, namely, the direction of the force. In this case, tensile strength in the longitudinal direction of the artificial ligament is enhanced particularly by minimizing as much as possible the intersecting condition of the insertion

yarns with the joining yarns so that the insertion yarns extend as linearly as possible in the longitudinal direction of the artificial ligament. On the other hand, if it is preferable, depending on application site of the artificial ligament, that the convergence of yarns constructing the artificial ligament is stronger than the tensile strength, the warp knit structure can be formed by a knitting texture with increasing intersections of the insertion yarns with the joining yarns.

In the artificial ligament of the present invention, to maintain the strength of the artificial ligament by the cells of the living body deposited on the artificial ligament, it is preferable that the monofilaments on the surface layer of the artificial ligament are scattered as much as possible. For this purpose, the two knitted bases knitted in parallel are preferably formed using bulk textured yarns. This method can omit the step of surrounding and sewing the core material with another fabric used in conventionally known artificial ligaments, thus preventing separation of the core material and scattered pile filaments.

Any filaments can be used for constructing the artificial ligament of the present invention, as long as the filaments are biocompatible. However, to enhance tensile strength of the artificial ligament, it is preferable to use aramid filaments, polyester filaments, and super polyethylene filaments.

The present invention is described herebelow in details in reference to the attached drawings showing the embodiments of the artificial ligament and the warp knit structure constructing the artificial ligament of the present invention.

⑫ 公開特許公報(A) 昭63-203154

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)8月23日

A 61 F 2/08
D 04 B 21/147603-4C
Z-6557-4L

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑮ 発明の名称 人工靱帯

⑯ 特 願 昭62-35817

⑰ 出 願 昭62(1987)2月20日

⑱ 発 明 者 朝 倉 え り 子 大阪府高槻市八丁畹町11番7号 旭化成工業株式会社内
 ⑲ 発 明 者 池 永 秀 雄 大阪府高槻市八丁畹町11番7号 旭化成工業株式会社内
 ⑳ 出 願 人 旭化成工業株式会社 大阪府大阪市北区堂島浜1丁目2番6号
 ㉑ 代 理 人 弁理士 青 木 朗 外4名

明 細 書

1. 発明の名称

人工靱帯

2. 特許請求の範囲

1. 前後2列の針列で実質的に平行に編成された2枚の編地と、該2枚の編地を相互に連結する複数の連結糸と、前記2枚の編地に平行な面内で前記連結糸に垂直な方向で少くとも一部の連結糸と交叉しながら挿入される挿入糸から成る経編構造体で形成された人工靱帯。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は人工靱帯に関する。より詳しく経編構造体から形成され、骨を相互に結合したり、内臓を支持したりするために用いられる人工臓器や関節靱帯等に最適な人工靱帯に関する。

(従来の技術)

骨を相互に結合したり、内臓を支持したりするために生体の靱帯に代えて人工靱帯が用いられて

いる。

従来公知の人工靱帯として、テープ状の織物を複数枚重ね、これを円筒状の編地の中に挿入して一体化したものと、複数の糸を束ねたものが知られている。

例えば前者の人工靱帯としては、ストラライカー(Stryker)社製の人工靱帯が知られている。この人工靱帯の形態はテープ状の織物を4枚重ねたものを芯部として用い、その外側をトリコットのパイル地で包含して四辺を縫合して筒部としたものである。テープ状織物はポリエステルマルチフィラメント 300d~1000dを約20本経糸とし、さらに直中にポリエチレンモノフィラメントを経糸として配置し、ポリエステルマルチフィラメント 80d~100dの緯糸をインチ間10本程度で織成したものである。したがって4枚のテープ織物の経糸全部のトータルデニールは45,000d~50,000dとなる。

〔発明が解決しようとする問題点〕

従来公知の人造靱帯は手術に際して骨に設けた孔に挿入する際に構成する糸条の単繊維が切断されたり、あるいは複数枚のテープ状の繊維間に割離が生じたりし、その結果人工靱帯の有する本来の弾力を手術後の生体内で維持できないという問題点を有する。又この人工靱帯は生体内での使用中に受ける曲げや捩り等の力によって切断する事がある。

一方複数の糸を束ねて作られた人工靱帯は構成する糸、さらに構成単繊維同志の集束性に欠け、生体内での使用中に受ける曲げや捩り等の力によって単繊維が切断するという問題点がある。

本発明は従来公知の人工靱帯の有する問題点を解決して、構成する糸条又は単繊維が一体化した構造を有し、使用中における曲げ・捩りによる切断の恐れのない人工靱帯を提供することを目的とする。

に独立した糸条が編目が形成され、隣接するウェール毎の編目が2枚の編地を形成する糸条によって連結されていない編地であっても良い。これは本発明による経編構造体では2枚の編地を連結する連結糸を交叉しながら挿入された挿入糸によって拘束しているため、2枚の編地のウェール毎の編目が互いに独立であっても経編構造体全体としては最終的に一体に拘束するからである。

本発明による人工靱帯に用いられる経編構造体は前述のように互いに連結されあるいは交叉することによって互いに拘束された2枚の編地を構成する糸条、連結糸および挿入糸から構成されている。したがってこの経編構造体では構成する糸条全体で一体物が形成されることになり、且つ構成する糸条が所定の計画（編組織）にしたがって均一に配置された構造体になる。又必要あれば編組織を適切に決定することにより単位断面積当りの構成繊維密度（糸密度）を高くすることができ、これは単位断面積当りの引張強力を高くするのに役立つ。さらに又構成する糸条が所定の計画にし

〔問題点を解決するための手段〕

本発明の目的は、前後2列の針列で実質的に平行に編成された2枚の編地と、該2枚の編地を相互に連結する複数の連結糸と、前記2枚の編地に平行な面内で前記連結糸に垂直な方向で少くとも一部の連結糸と交叉しながら挿入される挿入糸から成る経編構造体で形成された人工靱帯によって達成される。

前記連結糸が2枚の編地を編成する糸条と別の糸条であっても同一の糸条であってもよい。後者の場合には片方の編地の編目を形成する糸条が連結糸として他方の編地に向けて延び、次いで他方の編地の編目を形成することになる。

又2枚の編地のそれぞれは複数の針列に糸条を供給することによって複数のウェールを有する編地として形成される。その際の編地は通常それぞれのウェールの編目を形成する糸条が隣接するウェールの編目とつながってそれ自体一体の編地である。しかし本発明による人工靱帯に用いられる経編構造体での前記2枚の編地ではウェール毎

たがって連結状態又は交叉状態で配置されているので、人工靱帯として使用中での曲げ・捩りによる力に対して一体として対応し、その結果得成する繊維又は糸が切断する恐れが少くなる。

本発明による人工靱帯では糸条が各々交絡し、一体化されているため、剛性が高い。そのため骨に設けた穴に通しやすい。さらに剛性を高めるためには、経編構造体の挿入糸の挿入方法、すなわち経編機の編立方向を人工靱帯の長手方向、すなわち力のかかる方向として用いると好ましい。この場合挿入糸の連結糸との交叉状態を極力少くして人工靱帯の長手方向に挿入糸が極力直線に延びるように構成すれば特に人工靱帯の長手方向の引張強力を高くするのに役立つ。一方人工靱帯の使用部位によって引張強力よりもむしろ人工靱帯を構成する糸条の集束性が高いことが望まれるならば、挿入糸の連結糸との交叉の程度が高まるような編組織で経編構造体を形成すればよい。

本発明による人工靱帯において、人工靱帯に生体の細胞が沈着し、細胞によって人工靱帯を強力

に保持させるために、人工鞆帯の表面層をできるだけ単繊維がバラけた状態にすると好ましい。そのために前記平行に編成される2枚の編地を嵩高加工糸を用いて編成するとよい。このようにすれば従来公知の人工鞆帯で採用されている別の布で芯材を囲み、縫製するという手間を省くことができ、且つ芯材とバイル状のバラけた繊維との割離が生ずることがない。

本発明による人工鞆帯を構成する繊維としては生体適合性のあるものであればどのような繊維を用いてもよい。但し人工鞆帯の引張強度を高くするためには、アラミド繊維、ポリエステル繊維、スーパーポリエチレン繊維を用いると好ましい。

以下本発明による人工鞆帯および人工鞆帯を構成する経編構造体の実施例を示す添付図面を参照して本発明を詳述する。

第1図に本発明による人工鞆帯の一実施例を示す。第1図に示した実施例の人工鞆帯1は矢印Aの円内に拡大して示すように、編地2、2'と編地2、2'を連結する複数の連結糸3と連結糸3

と交叉して人工鞆帯1の長手方向に延びる複数の挿入糸4で構成されている。

第2図は本発明の人工鞆帯の拡大モデル図である。第2図において、ループ状編目の個々を2bで示し、この編目2bが上方に連結したループ状編目列を2aに示す。第2図の例では5列のループ状編目列によって立体帯状編物の1側部が形成され、各編目2bから立体帯状編物の他側部を形成するループ状編目列の対応する各編目に連結糸3が延びている。各連結糸3に対して、挿入糸4-2、5-2、4-1、5-1の4本の挿入糸が交互に対称的な浮沈状態を繰返して、平機組織の外観を編物の1面部に与えている。

第3図は本発明の立体帯状編物の実施例の1面部を示すモデル図である。第3図は挿入糸8本を連結糸3間に挿入した場合を示しており、挿入糸4-1と4-2、及び挿入糸5-1と5-2は一对単位で連結糸3間に蛇行挿入されることによって連結糸2本ごとに對し同じ交錯状態を繰返している。しかし然ら、4-1、5-1は各々が

対称的に蛇行挿入、即ち、連結糸3に対し逆の交錯状態で挿入されている。本発明による人工鞆帯を構成する経編構造体では挿入糸を異なる交叉状態にすることにより織物状の構造体を形成することができ、且つ挿入糸を構造体の厚み方向(第2図中のX X'方向)に延ばして連結糸と交叉させることにより厚み方向での集束性を高めることができる。又複数の挿入糸は規則的且つ隣接する挿入糸が交互に対称的に蛇行挿入した方が、より緻密な織物構造体となり厚み方向の集束性が高められ、耐剪断力が向上するので好ましい。ここで蛇行挿入とは連結糸に対し挿入糸が浮き沈みした状態で挿入されている事を言う。

第2図及び第3図に表わされた対峙するループ状編目列2aは、例えば二列針床を裝備する経編機の対峙する一対の編針によって形成できる。

また、連結糸3は第3図に示すように、対峙する1列のループ状編目列を形成している場合もあるが、第4図に示すように、ループ状編目を形成することなく、独立の糸によって構成されて対峙

する編目列の任意の対応する編目を連結する場合もある。該連結糸は通常二列針床を裝備する経編機の中蔵から編針に供給して連結部を形成できる。1ヶ所の連結糸(例えば第5図3₁₋₁)は実際には2本の糸束で形成される場合が多い。

上記した連結糸と挿入糸の交錯状態について、コース方向(第2図C方向)の蛇行挿入の具体例を第5図〜第6図に示す。第5図の例では3列の対峙するループ状編目列の対応する編目を連結する連結糸3₁₋₁($i=1\sim 3, j=1\sim \infty$)が形成されており、挿入糸4は1コース目で隣接する2列の編目列の編目を連結する連結糸3₂₋₁、3₁₋₁の上に浮いた状態で挿入され、2コース目の2列の編目列の連結糸3₂₋₂、3₁₋₂の下に沈んだ状態で挿入される。又挿入糸5は3₂₋₁、3₂₋₁の上に浮き、3₂₋₂、3₂₋₂の下に沈んだ状態で挿入される。この場合連結糸3₂₋₁、3₂₋₂、3₂₋₃、3₂₋₄は、挿入糸4、5の両方の糸と重複して交錯する事になり、厚み方向(図中X X'方向)に糸が集束され、立方形状の保型性を高め

る。又別の交錯の方法として、第6図に示す方法を用いてもよい。

各編目列のコース方向の連結糸に対する挿入糸の交錯パターンは上記第5図から第6図のものに限定されるものでなく、この他に人工靱帯の使用目的に応じて任意の変形、選択が可能である。一般的に、交錯パターンが複雑になるほど立体形状の保型安定性は高くなり、かつ挿入糸の挿入本数が増加するにつれて相乗的に耐剪断力は強くなる。人工靱帯は骨に穴をあけて入れる為太すぎても挿入できないし、又細すぎると切断する為ループ列(第2図の2ループ状編目列)は3~8列が又、挿入糸(第2図4-1, 4-2, 5-1, 5-2)は10~120本の領域が適当である。

(実施例)

次に本発明による人工靱帯の一実施例を説明する。

L₁~L₅の8枚箄を縦俵するダブルラッシュェル機を用いて本発明の人工靱帯を製造した。編織

ゲージは18ゲージで、各々の箄には表1に示す纖維材料からなる糸糸を使用した。

各々の箄のラッピング運動を表2に示す。得られた人工靱帯の縦俵構造は第5図に近似しており8列のループ状編目列が形成され40本の挿入糸を持った厚み4mmの人工靱帯であった。

前述のように構成された人工靱帯は、構成する糸糸が一体に拘束されて形成されているので、それ自体として剛性を有すると共に、曲げや振りによる切断の少ない人工靱帯であった。

以下余白

表 1

| 箄番号 | 用 途 | 使 用 糸 | 使用糸本数 |
|----------------|------|--------------------------|-------|
| L ₁ | 挿入糸用 | アラミ F1140 d / 768 f | 8 |
| L ₂ | " | " " | 8 |
| L ₃ | " | モノフィラメント(ポリアセタール) 1500 d | 4 |
| L ₄ | 連結糸用 | エステル加工糸 300 d / 96 f | 8 |
| L ₅ | 挿入糸用 | アラミ F1140 d / 768 f | 8 |
| L ₆ | " | " " | 8 |

註：本実施例の人工靱帯では連結糸用箄L₄に供給される糸で表・裏の平行の編地が編成されると共に連結糸が形成される。

表 2

| 箄番号 | ラ ッ ピ ン グ 図 |
|----------------|-------------------|
| L ₁ | 0 0 0 0 / 4 4 4 4 |
| L ₂ | 4 4 4 4 / 0 0 0 0 |
| L ₃ | 0 0 0 0 / 2 2 2 2 |
| L ₄ | 0 2 2 0 / 0 2 2 0 |
| L ₅ | 4 4 0 0 / 0 0 4 4 |
| L ₆ | 0 0 4 4 / 4 4 0 0 |

(発明の効果)

本発明による人工靱帯では構成する糸糸が互いに拘束されて一体化した構造となっているので、曲げや振りによる切断の少ない人工靱帯が得られ、且つ一体化しているために剛性が高く、骨にあけた穴に容易に挿入することができる。又優れた保型性が得られる。

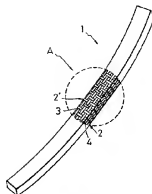
本発明の人工靱帯の基手方向を縦俵構造体の挿入糸の方向に取れば強度の高い人工靱帯が得られる。

さらに人工鞆帯の平行に配列された2枚の編地の構成に加工糸を用いれば、人工鞆帯の生体への保持性を高めるのに役立つ。

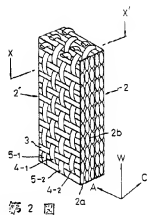
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の人工鞆帯のモデル図。第2図は本発明の人工鞆帯の拡大モデル図。第3図は本発明の人工鞆帯別の実施例のモデル図。第4図はループ状編目列と連結糸との関係を示す説明図。第5図～第6図はループ状編目列のコース方向の連結糸に対する挿入糸の交錯状態を示す説明図である。

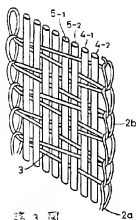
- 1…人工鞆帯、 2…編地、
3…連結糸、 4, 5, 6…挿入糸。



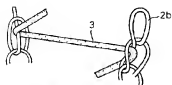
第1図



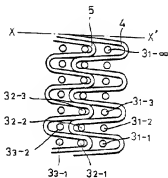
第2図



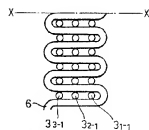
第3図



第4図



第5図



第6図